

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6084230号
(P6084230)

(45) 発行日 平成29年2月22日(2017.2.22)

(24) 登録日 平成29年2月3日(2017.2.3)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 18/12

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2014-539399 (P2014-539399)	(73) 特許権者	514113544
(86) (22) 出願日	平成24年10月31日(2012.10.31)		アサラス メディカル インストゥルメン
(65) 公表番号	特表2014-534870 (P2014-534870A)		ツ リミテッド
(43) 公表日	平成26年12月25日(2014.12.25)		イギリス国 カーディフ シーエフ14
(86) 国際出願番号	PCT/GB2012/052707		4 ユージェー, ヒースパーク, カーディフ
(87) 国際公開番号	W02013/068724		メディセクター, スイート 18
(87) 国際公開日	平成25年5月16日(2013.5.16)	(74) 代理人	100087398
審査請求日	平成27年9月7日(2015.9.7)		弁理士 水野 勝文
(31) 優先権主張番号	1119134.3	(74) 代理人	100067541
(32) 優先日	平成23年11月7日(2011.11.7)		弁理士 岸田 正行
(33) 優先権主張国	英国 (GB)	(74) 代理人	100103506
			弁理士 高野 弘晋

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】腹腔鏡器具に関連する改善

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体の手術又は美容整形処置が実施されようとしている局所的な雰囲気電離するための DC 駆動電離装置 (1) であって、

危険状態が存在する場合を検出するための検出手段 (16c、17) と、

スイッチ手段 (10) を作動させて、所定の遮断時間の間、DC 電源 (DC supply) (3) をオフにし、その後、前記危険状態が矯正されるまで前記 DC 電源を周期的に再接続及び切断するための単安定回路 (11) と、

を有する安全回路 (2a) を含み、

前記単安定回路は、前記再接続と切断の周期の間、前記所定の遮断時間よりも短い時間で前記 DC 電源の再接続をするように構成され、

前記単安定回路は、さらに、危険状態の次の発生又は前記処置が完了するまで前記回路への連続的な DC 供給をリセットするように構成される前記電離装置。

【請求項 2】

前記安全回路 (2a) は前記 DC 電源に結合された高電圧抵抗器の回路網 (16) を含む請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

2 つ以上の直列配線抵抗器 (series-wired resistor) (16a、16b) が電流出力を制限するために設けられる請求項 1 又は請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

10

20

電流レベルを検出できるようにするために、1つ以上の電流検出抵抗器（16c）が設けられる請求項1から3のいずれか一つに記載の装置。

【請求項5】

シグネチャーレベル負荷（signature level load）を消費するために、1つ以上の分路抵抗器（16d）が設けられる請求項1から4のいずれか一つに記載の装置。

【請求項6】

1つ以上の直列配線抵抗器（18）が前記電離装置の出力電極（7）に又は前記電離装置の前記出力電極（7）の付近に設けられる請求項1から5のいずれか一つに記載の装置。

【請求項7】

前記出力電極（7）にある又は前記出力電極（7）に隣接する前記直列配線抵抗器（18）が前記抵抗回路網（16）の前記配線抵抗器（16a、16b）のインピーダンスより2オード以上小さい請求項6に記載の装置。

【請求項8】

前記出力電極が患者の組織に近い時又はワンド（wand）のユーザによって知覚された時に放電を制限するように、移動可能な前記ワンド（6）及び前記出力電極（7）の付近に配置された、過度に低い出力電気インピーダンスに応答するための抵抗器（18）をさらに含む請求項6又は7に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、WO2011/010148において述べられたタイプの電離器具等の腹腔鏡器具に関する。

【背景技術】

【0002】

腹腔鏡又は「キーホール」外科手術は、身体に挿入される器具を用いて外科医による患者に対する手術処置の実施を伴うが、これらの器具は、患者の外部に配置された手／ロボット（hand/robotic）の制御機器を用いて操作される。通常、外科医は、手術部位又はその付近に挿入される内視鏡を用いることによって、何が起きているかを理解する。手術部位にアクセスするために、また、器具用の空間を設けるために、通常、CO₂等の不活性ガスを適切に用いて膨張させて患者の身体内に空洞を開く。

【0003】

多くの腹腔鏡処置は、剥離、加熱、凍結等によって組織を切断し焼灼できるレーザ及び電熱療法装置等の熱切断器具の使用を伴う。或る状況では、外科医の視界は、煙、蒸気又は他の浮遊粒子によって覆い隠されてしまうことがあり、従って、手術箇所から煙、蒸気又は浮遊粒子を抽出するための手段を提供しなければならないことが多い。煙、蒸気及び浮遊粒子の抽出は、多くの方法で、例えば、空洞に過度の圧力を掛けることによって、また、フィルタを装着したガス抜き管を設けることによって、実現することができる。

【0004】

本発明は、特に、WO2011/010148に述べた方法での電離を介した煙／蒸気除去に関し、その開示内容は、参照により本明細書に組み込まれるが、これは、絶縁ロッド又は「ワンド（wand）」の端部に配置された電離電極の手術部位への挿入を伴うものであり、この電極は、空気中の煙／蒸気粒子／液体粒子が電離され患者の身体に引きつけられるように、患者の身体を基準にした電位に維持される。このように、煙／蒸気は、周囲の雰囲気から移動されて表面に移され、そこで、その後、洗浄等によって定期的に除去できる。

【0005】

そのような電離電極を用いる場合、器具故障又は短絡に至る恐れのある電氣的な接触が、空洞内において電極と他の手術器具との間で起こらないように、また、起こった場合、

10

20

30

40

50

心房細動（A F）を生じさせる可能性のある危険な電荷レベルが患者内で蓄積しないように予防策を講じなければならない。更に、患者に接続されたあらゆる電気装置は、厳格な安全標準規格を満足し、患者に対する感電や危害のリスクを最小限に抑えるように、異なる装置間の干渉を確実に最小限に抑えなければならない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、低電圧DC又は極性が反転するAC波形を患者に結合する手術器具とは異なり、高電圧DC波形を患者に結合する手術器具又は装置が、例えば、器具内に又は処置が実施されようとしている身体内に、コンデンサが電荷を蓄積するのと同様な方法で電荷を蓄積することによって、直接又は間接的に電荷を蓄積することが可能であり、その結果、帯電した器具又は身体と接地との間の電位差により、望ましくない放電のリスクがあるとい

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、身体の手術又は美容整形処置が実施されようとしている局所的な雰囲気を電離するためのDC駆動電離装置を提供する。本電離装置は、安全回路を含む。安全回路は、短絡又は高電荷レベル状態等の危険状態が存在する場合を検出するための検出手段と、スイッチ手段を作動させて、所定の遮断時間の間、DC電源をオフにし、その後、危険状態が矯正されるまで、DC電源を周期的に再接続及び切断するための単安定回路と、を含む。単安定回路は、再接続と切断の周期の間、所定の遮断時間よりも短い時間でDC電源の再接続をするように構成されている。さらに、単安定回路は、次の危険状態の発生まで又は処置が完了するまで、回路への連続的なDC供給をリセットするように構成される。

20

【0008】

この構成において、意図せずに電離放電電極に接触することによる手術器具に対する偶発的損傷は、短絡の原因を見つけ矯正するのに十分な時間の間、高電圧DC電源を速やかに遮断することによって未然に防ぐことが可能であり、また、例えば、外科医が電離電極から手術器具を遠ざけることなどによって矯正することが可能である。同様に、検出された危険状態が、容認できないほど高レベルの電荷の蓄積である場合、これは、身体又は手術器具及び関連する配線で静電容量の累積的な蓄積を含む多くの理由にもよるが、DC電源を切断し、要求された安全な最大レベル以下にそれが低下するまで、システム内における電荷を監視することによって、速やかなアクションを取ることができる。

30

【0009】

好都合なことに、安全回路には、DC電源に接続された高電圧抵抗器の回路網が含まれる。この回路には、出力電流を制限するための2つ以上の直列配線抵抗器と、電流のレベルを検出可能にするための1つ以上の電流検出抵抗器と、シグネチャーレベル負荷（signature level load）を消費するように構成され、従って、安全監視制御（safety monitoring controls）の完全性を保証する1以上の分路抵抗器と、を含み得る。本安全回路には、更に、電離装置の出力電極に又は電離装置の出力電極の付近にある1つ以上の直列配線抵抗器が含まれるが、これらは、電離器の機能的な有効性に影響を及ぼさないように、上述した直列配線抵抗器のインピーダンスより2オーダ以上小さいが、電離装置の出力電極と戻り電極との間に蓄積された電荷の放電を防止又は抑制することが可能である。

40

【0010】

上記の概念を用いて、高電圧DC電流は、印加電圧に関連する累積値を有する直列配線抵抗器を介して患者に結合することができ、この結果、通常、可能な最大電流は、5と50 μ Aとの間になり、好適には、10と50 μ Aとの間になるが、この場合、抵抗器は、出力部と戻り部の接続部の双方に配置されている。更に、電流を最大10 μ Aに制限するための能動制御は、能動電流リミットの使用と抵抗電流リミットを組み合わせることによって、低出力電極インピーダンスで粒子除去を最大化でき、この場合、高電圧と合成抵抗

50

との間の関係により、20と50 μ Aとの間の電流リミットが得られる。

【0011】

また、本発明は、出力電極が患者の組織に近い時又はワンドのユーザによって知覚された時に放電を制限するように、移動可能なワンド及び出力電極の付近に配置された、過度に低い出力電気インピーダンスに応答するための抵抗器を提供する。

【0012】

また、本発明は、例えば、共通配線フットスイッチの使用によって、粒子生成手術器具からの無線信号送信によって、又は電気外科器具が用いられている場合、シグネチャー無線周波数放射の検出によって、電離装置の起動を粒子生成手術器具の起動にリンクする概念に拡張される。

【0013】

次に、本発明を一例として説明する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】第1実施形態に係る電離装置の概略構成を示す図。

【図2】図1の装置を用いる際の仮想の短絡危険事象を示すグラフ。

【図3】図1を参照して示したものに対する他の概略構成であり、高電圧リレースイッチが含まれるものを示す図。

【図4】出力電極電圧及び電荷の時間に対する変化を示すグラフ。

【図5】粒子収集の効率に影響を及ぼす出力電圧特性対出力電極電流を示す図。

【図6】電離装置の他の実施形態の概略構成を示す図。

【図7】図6に示す実施形態に起因する電離器負荷曲線を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

まず、図1を参照すると、全体的に1で示した電離装置には、電離装置1を動作するための安全回路2aが含まれる絶縁筐体2を含む。安全回路2aには、活性ケーブル5への電圧を約10kVまで昇圧するDCスイッチモード電源DC-DC電圧変換器4に電力を供給するためのDC電源(DC supply)バッテリー3が含まれる。ケーブル5の自由端には、非導電性ロッド又はワンド(wand)6があり、そこから活性ケーブル5の自由端が、出力電極7の形態で突き出ている。導電パッド8の形態の戻り電極が、バッテリー3への戻りケーブル9に接続されており、電極7及び8は、使用中、WO2011/010148に述べた方法で、その間の電離経路を提供する。

【0016】

筐体2は、何らかの影響のある電気経路が、その周辺環境と間接的に患者Pに対して確立される可能性を阻止するように、十分に絶縁されている。この間、電離ワンド6が例えば腹腔鏡処置の間等の電離ワンド6が体内で用いられる手術処置の間に、患者Pに印加されるものと同じオーダまでの電圧電位を筐体2の内部回路にかける。

【0017】

次に、内部回路構成要素を参照すると、これらには、変換器4用の遮断スイッチ10と、スイッチ10を再度有効状態にする単安定回路11と、マイクロコントローラ12と、が含まれる。マイクロコントローラ12は、それぞれ、デジタルディスプレイ13、オーディオ出力スピーカ14、及びLED15の形態のユーザインターフェイスに結合されている。これらは、装置1のユーザに対して、一括して、バッテリー3の充電状態と、変換器4や活性ケーブル5及びそれらに接続された関連する構成要素の状態に関する他のパラメータと、について通知する。

【0018】

変換器4からの出力は、全体的に破線輪郭で16に示す高電圧抵抗回路網を介して、活性ケーブル5及び戻りケーブル9に結合される。これには、0.4と1.2Gオームとの間で密に連結された1対の直列配線抵抗器(series-wired resistor)16a、16bと

10

20

30

40

50

、3乃至5オーダ低い抵抗の直列電流検出抵抗器16cと、活性状態の外部へのケーブル5及び戻りケーブル9間で並列の分路抵抗器16dであって、通常、直列配線抵抗器16a、16b及び16cからの累積抵抗より1オーダ大きい抵抗を有する抵抗器16dと、が含まれる。

【0019】

変換器4及び高電圧抵抗回路網16は、電離経路を提供しにくいエポキシ樹脂等の不活性媒体に適切に封止されるが、そうでなければ、この電離経路により抵抗回路網16の効果が回避されることがある。

【0020】

単安定回路11と戻りケーブル9との間及び抵抗器16bと16cとの間には、安全な動作のための許容可能電流リミットを規定する窓比較器(window comparator)17がある。

10

【0021】

本発明に基づき、活性ケーブル5及び戻りケーブル9を介した高電圧変換器4から患者Pへの及び患者Pからの出力電流を制限するための多数の手段が提供される。第1の手段は、変換器4それ自体にあり、定常出力電流の最大電流が30 μ Aである設計によって適切に制限されている。

【0022】

出力電流を制限する第2の手段は、直列配線抵抗器16a、16bの存在によって提供されるが、これらは、既知の最大高電圧を抵抗回路網16全体に結合する変換器4に依存する。この第2制限手段は、活性ケーブル5及び関連するワンド6と出力電極・戻りパッド8及び戻りケーブル9との間の低インピーダンス条件下で構成され、最大10 μ Aの瞬時電流リミットを提供するが、このリミットにより、心臓の正弦波のリズムとの干渉を引き起こすというリスクを無視することが出来ると考えられる。

20

【0023】

電離装置用の安全回路2aが、直列配線の2つ以上の抵抗器を含む場合、1つが故障して低インピーダンスになった場合でも、ある程度の保護が依然可能である。そのような状況では、患者電流は、例えば、わずか20 μ Aに、又は2つ以上の抵抗器が直列に用いられている場合、20 μ A未満に制限される。公認の安全性解析法では、20 μ Aにおける患者正弦波リズムの干渉リスクのこのわずかな増加は、構成要素の故障の低い確率によって軽減されるため、正弦波のリズム干渉の総尤度は、無視できるほど小さいままである。更に、高インピーダンスに配置することが有益であり、これが無い場合、電気外科システム等の第三者装置からの高周波数電流が、浮遊容量を介して制御を経由し隣接する周辺環境に結合するリスクがあることも分かった。このねらいは、好都合なことに、適切に配置された直列配線の抵抗器16bによって実現し得る。

30

【0024】

第3の安全性の特徴は、第1の下限と第2の上限との間に存在するように窓比較器17によって要求される電流検出抵抗器16cの電圧を利用する。第1の下限は、可能な最小の負荷から引き出された電流から生じ、抵抗回路網16に印加される変換器4からの電圧である、 V_{hv} 、に対する分路抵抗器16dの効果によってもたらされる。また、10 μ A及び $V_{hv} / (R_{16a} + R_{16b})$ の内の小さい方で達する第2の上限は、出力及び戻り電極7、8間の患者電流レベルである。ここで、 V_{hv} は、負荷電流が引き出されていない時のDC-DC変換器からの高電圧出力の振幅である。検出抵抗器16cを流れる電流が、窓比較器17によって規定された許容リミットを外れる場合、バッテリー3と変換器4との間の接続は、単安定回路11によって規定された持続時間の間、遮断スイッチ10によって遮断される。この遮断と同時に、単安定回路11は、表示装置13、スピーカ14及びLED15を介して、この事態の視聴覚表示を提供するように、ユーザインターフェイス・マイクロコントローラ12に信号を送る。

40

【0025】

50

遮断持続時間は、0.2乃至10秒の間であってよいが、最適には、2と3秒の間であり、これは、出力電極7と外科医によって用いられている第三者の器具との間の不慮の接触によって生じたり又は患者の身体の組織に容認できないほど近接することによって生じたりする危険状態に外科医が応答するのに十分なほど長いと見なされる。原因が何であれ、遮断の終わりには、単安定回路11は、遮断スイッチ10を再度有効(re-enables)状態にし、200ms等の比較的短い時間の間、許容出力電流を再確立しようとする。この時間は、高電圧回路における予想浮遊容量を抵抗回路網16からの出力によって充電するのに必要である。これらの静電容量は、浮遊容量のサイズ及び直列抵抗器16a、16bの値の双方に依存して、10pF乃至100pFのオーダーであると推定することができ、従って、充電するのに0.1乃至0.5秒かかる。

10

【0026】

このタイミング構成の有用な特徴は、過電流状態が第三者手術機器からの患者接続部における大きな静電容量への接続によって生じる場合、無制御の電荷の蓄積レートが劇的に低減されることである。好適な実施形態において、第三者機器の静電容量に出力される出力電荷は、遮断スイッチ10の遮断無しで出力されたものと比較して、約10分の1に低減できる。

【0027】

コンデンサ危険要因の例として、単極電気外科発生器が、医療器具標準規格によって、5 μ Fのコンデンサを介して患者に結合されるようになっている。一旦、ほんの数ボルトであっても帯電すると、活性電極が次に筋肉に接触した時、外科手術中の患者の筋肉の望ましくない痙攣であると見なされる無意識の運動神経の刺激を起こすのに十分なエネルギーが蓄積される。本改善は、第三者のコンデンサ電荷のそのような望ましくないレベルに達するのに必要な時間を約2秒から約20秒に延ばしつつ、外科医に警告を提供する。

20

【0028】

ユーザが認識する安全性の更なる改善点は、患者の組織と突然電氣的に接触した時に出力電極7から流れるピーク変位電流を制限する手段が更に設けられると、実現される。この接触は、直接であっても、あるいは、そうではなく、通常、第1電極7と患者の組織との間の長さが2ミリメートル未満の空中放電又はアーク放電(arcng)の形態であってもよい。そのような放電は、活性ケーブル5と戻りケーブル9との間の静電容量によってサポートされるが、この静電容量は通常、患者の組織塊自体等の共通に接続されたものを含み、10pFと100pFとの間であってよい。そのような望ましくない放電は、ワンド6の近端部と活性ケーブル5の遠端部すなわち外側筐体2との間の直列配線抵抗器18を用いることによって防止し得る。直列出力抵抗器16a、16bのインピーダンスより2オーダー以上小さいものであれば、そのような直列配線抵抗器18を配置すると、電離器1の機能的な有効性に影響を及ぼすことはなく、活性ケーブル5と戻りケーブル9との間に蓄積されたユーザ認識可能な電荷の放電を防止することができ、実際、抵抗器18の場合、1M Ω の値が有効であることが分かった。

30

【0029】

図1に示す回路の動作は、図2に仮想的に示すが、図2は、例えば、ワンド6の端部の出力電極7に対する第三者手術器具の偶発的な接触に類似した、サイクル開始後0.5秒で発生する短絡事象を表す。ゼロ秒での開始点から、出力電極7における電位は、その約9kVの所望の最大レベルまですぐに増加し、他方、同時に、出力電流は、許容可能な10 μ Aのリミットからゼロ付近に急激に低下する。0.5秒では、この時点で静電容量300nFを有するとみなし得る出力電極7と第三者器具との間の仮定的接触により、電荷は保存されるが、活性ケーブル5の静電容量と第三者器具の静電容量との間で分配されるため、電圧の急激な低下が生じる。従って、出力電流は、許容リミット10 μ Aに上昇し、単安定回路11にトリガをかけて、2秒間遮断スイッチ10を開くのに十分な程長くそこに留まり、変換器4からの出力電流がゼロになる。2秒間の終わりには、遮断スイッチ10が、数十分の一秒の間、再度有効状態にされ、遮断スイッチ10が閉じられたままの間は出力電流が再び許容リミット10 μ Aに増大し、そして、これにより単安定回路11

40

50

にトリガがかかり、再度、遮断スイッチ10が開き、このサイクルが、その静電容量が300nFである第三者器具が出力電極7に接触している間、繰り返される。

【0030】

図2から分かるように、このサイクルの持続時間中、出力電極7の電圧は、低い状態に留まり、一方、第三者接触に起因する累積電荷は、2秒毎に階段状に増大し、遮断スイッチ10が閉じられている間に出力電極7に追加された電荷が反映されるのが分かる。この場合、10秒経過した直後で次の2秒のディスエーブル期間中、第三者器具と出力電極7との間の接触が中断し、マイクロコントローラ12によって発生した音声と映像の警告信号を受信した際に、外科医によるその近傍からの第三者器具の除去を表し、この後、出力電極7において電荷がすぐに低下する。この特定の2秒のディスエーブル期間の終わりに、出力電極7の電圧は、上昇してその動作レベルの約9kVに戻り、また、電流は、10μAからゼロ付近に急激に低下し、サイクルの開始から約11秒を過ぎて通常の連続出力電圧になる。本例では、明瞭さのために、電極6と患者Pとの間の腹腔鏡空間の電離に必要な独立の可変機能電流は、無視できるものとしている。

【0031】

図3において、電離装置1用の改善された安全回路を示す。電離装置1では、高電圧リレースイッチ19は、当然のことながら常時開接点を備えたリードタイプスイッチであってよいが、変換器4の高電圧出力に交差する分岐路に配置されている。この改善された構成において、容認できないほど高い患者電荷の検出に応じて遮断スイッチ10が開かれる時はいつでも、高電圧スイッチ19の接点は、出力及び戻り電極7、8間、従って、患者において比較的低いインピーダンスを発生するように閉じられる。本実施形態では、依然として、患者接続部7、8間のインピーダンスは、通常の心臓の正弦波のリズムとの干渉を起こす可能性があるものとみなされるレベルを超過するコンデンサとして機能する第三者器具から、放電電流が引き出されるリスクを回避するのに十分なほど低くなければならない。このことは、平衡状態を確立させ得る高電圧リレースイッチ19を設けた結果、直列抵抗器16a、16bを介して保証される。この平衡状態では、遮断スイッチ10が閉じられている期間中に第三者器具に望ましくない状態で帯電した電荷は、遮断スイッチ10が開いている期間に高電圧リレースイッチ19を通して引き出される。その結果、第三者器具と不慮の接触が起こる状態は、この事象中、接触が中断され電離装置1の通常動作が再開されるまで粒子除去が停止されること以外、改善される。

【0032】

図2のように、図4は、1GΩ直列抵抗回路網16a、16b及び戻り電極／パッド8(return electrode/pad8)への活性ケーブル5の100pF静電容量を仮定して、出力電極7における電圧及び電荷の時間的な変動を示す。図2と対照的に、図3に示す高電圧リレー19の放電効果により、0.5秒後の断続的な出力期間中、出力電極7に接触する電荷は、遮断スイッチ10が閉じられると、2秒間隔の間、元の状態に戻ることが分かる。この時間軸には、平衡点への到達を説明する経過時間が含まれる。長期的結果は、平衡状態において、出力電極7の出力電圧は、遮断スイッチ10が閉じられた時の短い期間で等しい電荷が置き換えられるため、その電荷が高電圧リレー19の接点を通して除去される結果として、通常の9kVレベルと比較して低いままであることである。

【0033】

直列抵抗器16a、16bによって提供される本発明に基づく第2電流リミット手段の存在の結果、出力電極電流7の増加に伴う発生器8の出力電圧特性は、図5に示す通りである。本例では、変換器4は、10kVを抵抗回路網16に結合するように設定されている。直列抵抗器16a、16bは、1GΩインピーダンスを提供するように累積的に設定され、分路抵抗16dは、10GΩに設定される。

【0034】

通常の粒状物質除去動作下では、出力電極7と戻り電極／パッド8との間の電離経路のインピーダンスは、粒状物質タイプと密度、出力電極と患者の組織塊との間の経路長、及び出力電極7の有効表面積と患者の周囲組織塊の関数である。

【0035】

実際、出力電極7に対する3kVを超える好適には5kVの電圧が、満足な粒状物質除去を実現するのに必要であることが分かったが、出力電極7が患者の組織塊に近過ぎるように配置された場合、粒状物質除去は、電離経路インピーダンスが400MΩ未満に低下するため、停止することができる。

【0036】

除去される粒子が電気外科手術の結果である場合、電気外科煙粒子の密度が高ければ、電離経路インピーダンスが高くなることが分かった。このように、図1に示す基本的な構成は、最大粒子汚染の条件下における最高電離電位の状態で、出力電極7と戻り電極／パッド8との間に最も高い電圧を提示するために最適化されている。粒子除去が完了すると、出力電極7と戻り電極／パッド8との間の電離経路電流は、例えば、除去の開始時の1.3μAから完了時の5μAまで上昇することが分かる。

【0037】

図6では、出力電流が変わる場合の電離装置1の出力電圧の特性の観点において、図1で説明した回路に対する改善点を示す。この場合、図1で説明したように電流リミットの第2の手段を通常提供する直列抵抗器16a、16bは、10μAから50μAに増大する短絡状態では、電離装置1から出力可能な最大電流が代わりに最大5分の1まで低減されるが、これは、関係 $V_{hv} / (R_{16a} + R_{16b})$ によって支配される。10μA電流リミットを確保する直列抵抗器16a、16bの代わりに、新たな制御回路を追加し、検出抵抗器16cの電流信号を取得し、要求される電流リミット10μAに近づくにつれて、DC-DC変換器4からの電圧を急速に低減するための閉ループサーボ(closed loop servo)にそれを供給する。本例において電流加算接合点20は、検出抵抗器16cを流れる電流と10μA等の許容リミット値との間の差を求める。その結果は、片側関数出力を備えた比例・積分・微分(PID)増幅器21に供給される。この場合、電流加算接合点20信号は、許容可能な出力電流の状態を示し、これにより、出力の振幅がゼロになるが、加算接合点20信号が過出力電流状態を示す場合、これにより、出力の振幅が急速に増加する。この信号は、窓比較器17の上限窓17aと、DC-DC変換器4の電圧制御用の第1電圧加算接合点22との双方に供給される。信号の極性は、第1電圧制御加算接合点22からの出力を減少させるような過出力電流を示す電流加算接合点20からの信号であり、そこからの出力は、第2電圧制御加算接合点23において実際の出力電圧と比較される。次に、第2電圧加算接合点23からの出力は、第2PID増幅器24に供給され、当業者にはよく知られている方法でDC-DC変換器4の動作の強度を制御するために用いられる。

【0038】

上述した直列抵抗器16a、16b及び閉ループ電流リミット回路によって提供された電流リミットの複合結果を図7に示す。この場合、出力電圧は、戻り電極8の出力電極7がゼロである時、最大値で始まり、そして、出力電流が増大するにつれて低下するが、図1に示す実施形態の場合よりもかなり深さは浅くなる。このことは、直列抵抗器16a、16bの値の最大5分の1の低減の結果である。出力電極7と戻り電極8との間の雰囲気媒体のインピーダンスが更に減少し、また、10μA等の所望の電流リミットに達するにつれて、出力電極7乃至戻り電極8総インピーダンスの更なる低下により出力電流が関数的に大きく増加することなく、出力電圧は、漸近的にゼロに下がる。

【0039】

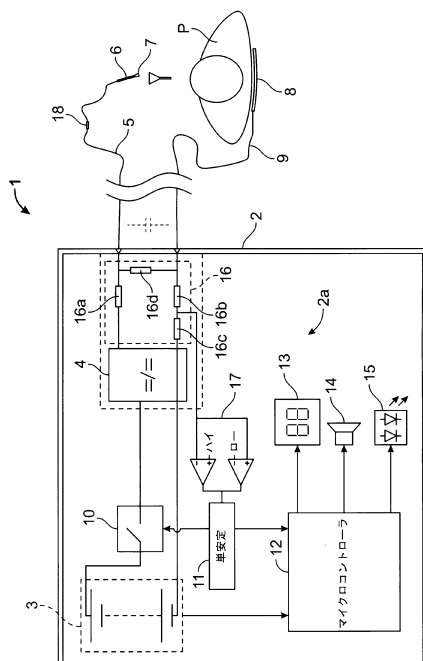
約3kV以下の出力電圧において、出力電極7と戻り電極8との間の雰囲気媒体の電離により、粒状物質の析出は、大幅に少なくなり、この状態は、片側出力関数を備えた第1PID増幅器21からの信号の振幅に基づき、窓比較器17の上限17aによって検出される。図1に示す実施形態において実現されたものと同様に、窓比較器17における範囲外の信号により、単安定回路11のトリガが、2乃至3秒の間かけられ、その間、遮断スイッチ10が開き、DC-DC変換器4がディスエーブル状態になる。このようにして、出力電圧特性が、改善され、一方、出力電極7乃至戻り電極8インピーダンスにより、実

効的な粒状物質除去電圧がそれらの間に確立される。しかしながら、インピーダンスが、実効的な粒状物質除去にとって低過ぎるか、又は人間の組織を介した、もしくは、第三者機器の静電容量による電極 7、8 間の短絡を示す場合、断続的動作へ戻ることとなる。

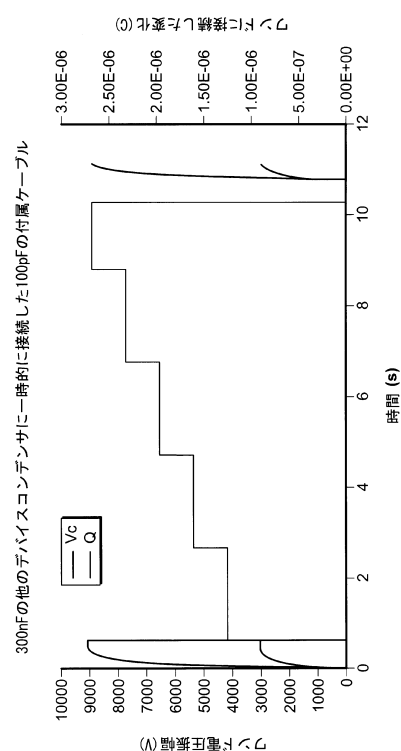
【0040】

本発明の幾つかの実施形態について述べたが、本発明は、更に、実施形態の組合せと当業者には明白な変形例とを含む、これらの実施形態に対する変形例にも拡張されることを理解されたい。

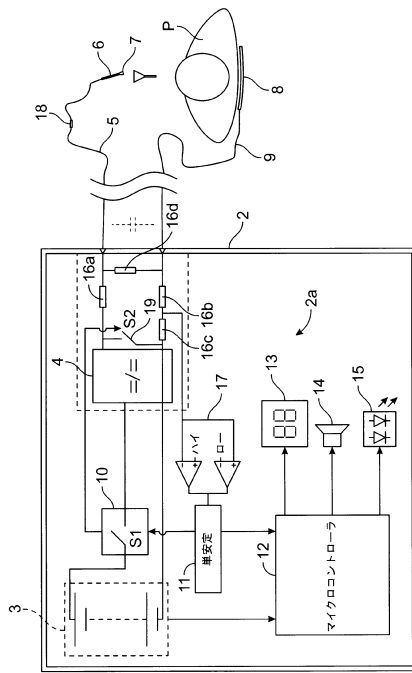
【図 1】



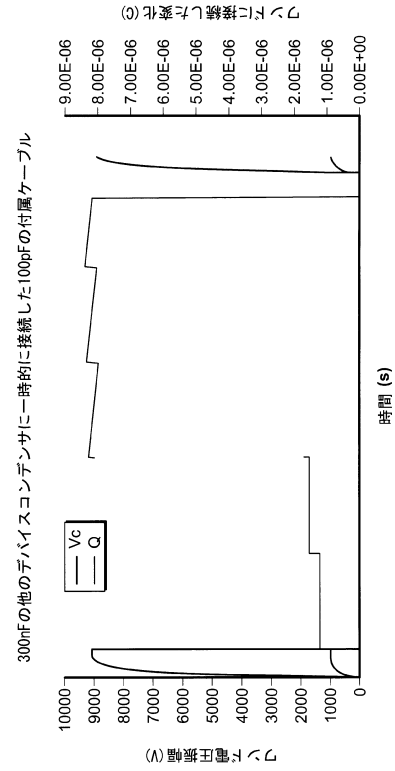
【図 2】



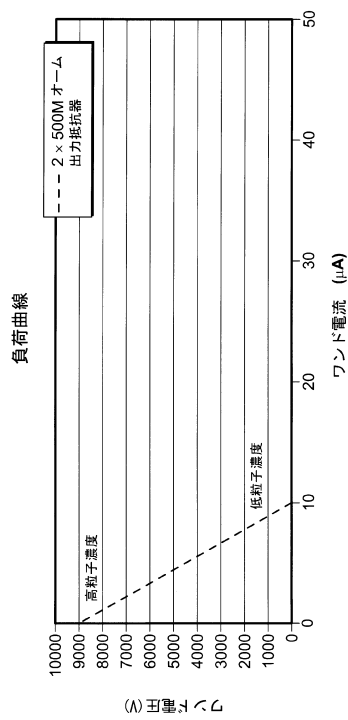
【図 3】



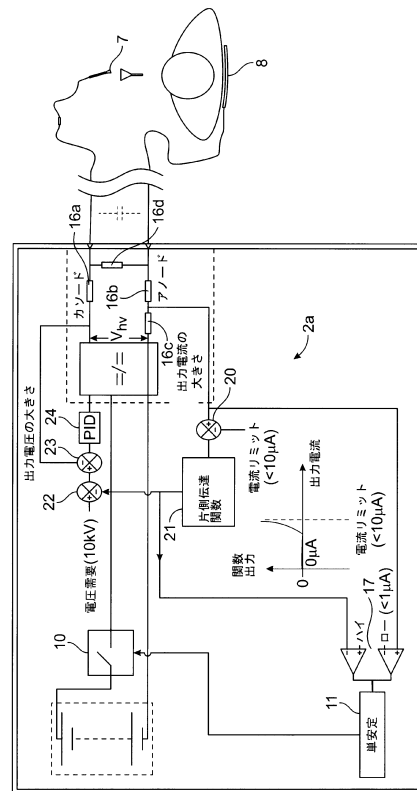
【図 4】



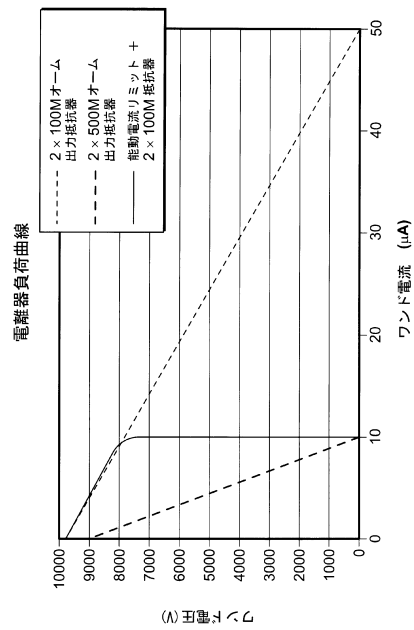
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 アモア, フランシス クウェク エジソン
イギリス国 パークシャー アールジー2 9ビーイー, レディング, シンフィールド, シンフィ
ールド ロード, ウッドサイド

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 国際公開第2011/010148 (WO, A2)
特表2006-512959 (JP, A)
特開2006-288553 (JP, A)
特表2002-538881 (JP, A)
特表2001-520081 (JP, A)
特開平05-337129 (JP, A)
特開昭62-133947 (JP, A)
米国特許出願公開第2003/0187430 (US, A1)
米国特許第06296636 (US, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00
A61B 18/04
A61B 18/12

专利名称(译)	与腹腔镜器械相关的改进		
公开(公告)号	JP6084230B2	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	JP2014539399	申请日	2012-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	阿萨卢斯医疗器械有限公司		
申请(专利权)人(译)	Asarasu医疗器械有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	Asarasu医疗器械有限公司		
[标]发明人	アモアフランシスクウェクエジン		
发明人	アモア, フランシス クウェク エジン		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/18 A61B18/1233 A61B2018/00827 A61B2018/1266 A61B2218/008 B03C3/38 B03C3/68 B03C2201/26		
FI分类号	A61B18/12		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	2011019134 2011-11-07 GB		
其他公开文献	JP2014534870A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供DC驱动的电离装置用于离子化其中要进行体外手术或美容手术的局部大气，电离装置包括安全电路，该安全电路包括用于检测危险情况何时存在的检测器装置，例如短路或高电压充电电平状态；一个电路控制器，用于启动开关装置以断开直流电源，然后周期性地重新连接和断开直流电源，直到危险状况得到纠正；以及重新设置装置，用于随后将连续直流电源重新设置为直到下一次发生危险情况或直到过程完成。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6084230号 (P6084230)
(45) 発行日 平成29年2月22日 (2017. 2. 22)		(24) 登録日 平成29年2月3日 (2017. 2. 3)
(51) Int. Cl. A 6 1 B 18/12 (2006.01)	F I A 6 1 B 18/12	
請求項の数 8 (全 12 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-539399 (P2014-539399)	(73) 特許権者 514113544 アサラス メディカル インストゥルメン ツ リミテッド イギリス国 カーディフ シーエフ14 4 ユーシェー、ヒースパーク、カーディフ メディセンター、スイート 18	
(86) (22) 出願日 平成24年10月31日 (2012. 10. 31)	(74) 代理人 100087398 弁理士 水野 勝文	
(65) 公表番号 特表2014-534870 (P2014-534870A)	(74) 代理人 100067541 弁理士 岸田 正行	
(43) 公表日 平成26年12月25日 (2014. 12. 25)	(74) 代理人 100103506 弁理士 高野 弘晋	
(86) 国際出願番号 PCT/GB2012/052707		
(87) 国際公開番号 WO2013/068724		
(87) 国際公開日 平成25年5月16日 (2013. 5. 16)		
審査請求日 平成27年9月7日 (2015. 9. 7)		
(31) 優先権主張番号 1119134.3		
(32) 優先日 平成23年11月7日 (2011. 11. 7)		
(33) 優先権主張国 英国 (GB)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 腹腔鏡器具に関連する改善		